



2

# BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

## COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 25 JUIL. 2003

Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIÉTÉ  
INDUSTRIELLE

SIEGE  
26 bis, rue de Saint Petersburg  
75800 PARIS cedex 08  
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04  
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23  
[www.inpi.fr](http://www.inpi.fr)





26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08  
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

**BREVET D'INVENTION****CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354\*01

**REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2**

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 260899

<b>REMISE DES PIÈCES</b> DATE: <b>20 AOUT 2002</b> LIEU: <b>75 INPI PARIS B</b> N° D'ENREGISTREMENT: <b>0210422</b> NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI: <b>20 AOUT 2002</b>		<b>1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE</b> À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE BREVATOME 3 rue du Docteur Lancereaux 75008 PARIS	
<b>Vos références pour ce dossier</b> (facultatif) <b>B 74164.3</b>			
<b>Confirmation d'un dépôt par télécopie</b> <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
<b>2 NATURE DE LA DEMANDE</b>		<b>Cochez l'une des 4 cases suivantes</b>	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N°	Date
ou demande de certificat d'utilité initiale		N°	Date
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/>	Date
Demande de brevet initiale		N°	Date
<b>3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)</b> Procédé d'écriture à enregistrement sonore, notamment afin de corriger les erreurs en phonétique ou orthographe			
<b>4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ</b> <b>OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE</b> <b>LA DATE DE DÉPÔT D'UNE</b> <b>DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE</b>		Pays ou organisation Date / / N° Pays ou organisation Date / / N° Pays ou organisation Date / / N° <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
<b>5 DEMANDEUR</b>		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE	
Prénoms			
Forme juridique		Etablissement public de caractère Scientifique, Technique et Industriel	
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Adresse	Rue	31-33 rue de la Fédération	
	Code postal et ville	75752	PARIS 15ème
Pays		FRANCE	
Nationalité		FRANCAISE	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			



26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08  
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

# BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 260899

<b>REMISE DES PIÈCES</b> DATE LIEU 75 INPI PARIS B N° D'ENREGISTREMENT 20 AOUT 2002 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE 02 10422 PAR L'INPI <b>Vos références pour ce dossier</b> <i>(facultatif)</i> B14164.3/JCI DD2365		<b>1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE</b> BREVATOME 3 rue du Docteur Lancereaux 75008 PARIS	
<b>Confirmation d'un dépôt par télécopie</b> <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
<b>2 NATURE DE LA DEMANDE</b>		<b>Cochez l'une des 4 cases suivantes</b>	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
<i>Demande de brevet initiale</i> <i>ou demande de certificat d'utilité initiale</i>		N°	Date <input type="text"/>
		N°	Date <input type="text"/>
Transformation d'une demande de brevet européen <i>Demande de brevet initiale</i>		<input type="checkbox"/>	N° <input type="text"/> Date <input type="text"/>
<b>3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)</b> PROCEDE D'ESTIMATION D'UN RAYONNEMENT DIFFUSE, NOTAMMENT AFIN DE CORRIGER DES MESURES EN TOMOGRAPHIE OU OSTEDENSITOMETRIE.			
<b>4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE</b>		Pays ou organisation <input type="text"/> N° <input type="text"/> Date <input type="text"/> Pays ou organisation <input type="text"/> N° <input type="text"/> Date <input type="text"/> Pays ou organisation <input type="text"/> N° <input type="text"/> Date <input type="text"/> <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
<b>5 DEMANDEUR</b>		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suit »	
Nom ou dénomination sociale		COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE	
Prénoms			
Forme juridique		Etablissement public de caractère Scientifique, Technique et Industriel	
N° SIREN		<input type="text"/>	
Code APE-NAF		<input type="text"/>	
Adresse	Rue	31-33 rue de la Fédération	
	Code postal et ville	75752	PARIS 15ème
Pays		FRANCE	
Nationalité		FRANCAISE	
N° de téléphone <i>(facultatif)</i>			
N° de télécopie <i>(facultatif)</i>			

REMISE DES PIÈCES DATE: 20 AOÛT 2002 LIEU: 75 INPI PARIS B N° D'ENREGISTREMENT: 0210422 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	
V s références pour ce dossier : (facultatif)			
<b>6 MANDATAIRE</b>			
Nom		RICHARD	
Prénom		Patrick	
Cabinet ou Société		BREVATOME 422.5/S002	
N ° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel		7068 du 12.06.98	
Adresse	Rue	3 rue du Docteur Lancereaux	
	Code postal et ville	75008	PARIS
N° de téléphone (facultatif)		01.53.83.94.00	
N° de télécopie (facultatif)		01.45.63.83.33	
Adresse électronique (facultatif)		brevets.patents@brevalex.com	
<b>7 INVENTEUR (S)</b>			
Les inventeurs sont les demandeurs		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée	
<b>8 RAPPORT DE RECHERCHE</b>			
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> Établissement immédiat <input type="checkbox"/> Établissement différé	
Paiement échelonné de la redevance		Paiement en trois versements, uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
<b>9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES</b>			
Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt (joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence):			
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
<b>10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE</b> (Nom et qualité du signataire)  P. RICHARD 422-5 S/002		<b>VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI</b>  C. TRAN	



# BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 2/2

REMISE DES PIÈCES DATE: 20 AOUT 2002 LIEU: 5 INPI PARIS B N° D'ENREGISTREMENT: 0210422 NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI		Réservé à l'INPI	DB 540 W / 260899
<b>Vos références pour ce dossier :</b> <i>(facultatif)</i>			
<b>6 MANDATAIRE</b>			
Nom		RICHARD	
Prénom		Patrick	
Cabinet ou Société		BREVATOME 422.5/S002	
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel		7068 du 12.06.98	
Adresse	Rue	3 rue du Docteur Lancereaux	
	Code postal et ville	75008	PARIS
N° de téléphone <i>(facultatif)</i>		01.53.83.94.00	
N° de télécopie <i>(facultatif)</i>		01.45.63.83.33	
Adresse électronique <i>(facultatif)</i>		brevets.patents@brevallex.com	
<b>7 INVENTEUR (S)</b>			
Les inventeurs sont les demandeurs		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée	
<b>8 RAPPORT DE RECHERCHE</b>			
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Paiement échelonné de la redevance		<b>Paiement en trois versements, uniquement pour les personnes physiques</b> <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
<b>9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES</b>		<b>Uniquement pour les personnes physiques</b> <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention <i>(joindre un avis de non-imposition)</i> <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt <i>(joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence)</i>	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
<b>10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE</b> (Nom et qualité du signataire)  P. RICHARD 422-5 S/002		<b>VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI</b>  C. TRAN	

La loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés s'applique aux réponses faites à ce formulaire. Elle garantit un droit d'accès et de rectification pour les données vous concernant auprès de l'INPI.

**PROCÉDÉ D'ESTIMATION D'UN RAYONNEMENT DIFFUSÉ,  
NOTAMMENT AFIN DE CORRIGER DES MESURES EN RADIOGRAPHIE**

**DESCRIPTION**

*tomographie ou  
ostéodensitométrie*

5 Le sujet de cette invention est un procédé d'estimation d'un rayonnement diffusé, dont l'application principalement envisagée est la correction de radiographies.

10 L'utilisation d'un rayonnement ~~conique~~ *très fréquente en radiographie*, présente l'inconvénient

de produire un rayonnement diffusé important à travers l'objet examiné. En d'autres termes, chacun des

détecteurs situés derrière l'objet reçoit non seulement un rayonnement primaire, provenant directement de la

15 source par un trajet rectiligne et ayant traversé une région bien définie de l'objet, mais un rayonnement diffusé de provenance indéterminée qui affecte la mesure et qu'il serait donc souhaitable de corriger.

Plusieurs procédés sont déjà pratiqués.

20 C'est ainsi que le rayonnement primaire peut être mesuré seul si une collimation stricte des détecteurs et de la source est faite afin d'intercepter le rayonnement diffusé, mais ce procédé nécessite en pratique un balayage du faisceau qui est lent à

25 accomplir, et pendant lequel on doit s'accommoder de mouvements du patient si on examine des êtres vivants.

On a aussi eu l'idée contraire de ne mesurer que le rayonnement diffusé. On dispose pour cela un réseau discontinu d'absorbeurs, comme des

30 billes de plomb, entre l'objet et les détecteurs, pour arrêter localement le rayonnement primaire, de sorte

14164.3

B 13768-3 JCI

PROCÉDÉ D'ESTIMATION D'UN RAYONNEMENT DIFFUSÉ,  
NOTAMMENT AFIN DE CORRIGER DES MESURES EN TOMOGRAPHIE  
OU OSTÉDENSITOMETRIE

5

## DESCRIPTION

Le sujet de cette invention est un procédé d'estimation d'un rayonnement diffusé, dont l'application principalement envisagée est la correction de mesures en tomographie ou  
10 ostéodensitométrie.

L'utilisation d'un rayonnement d'irradiation, présente l'inconvénient de produire un rayonnement diffusé important à travers l'objet examiné surtout dans le cas très fréquent d'un rayonnement  
15 divergent (conique ou en éventail). En d'autres termes, chacun des détecteurs situés derrière l'objet reçoit non seulement un rayonnement primaire, provenant directement de la source par un trajet rectiligne et ayant traversé une région bien définie de l'objet, mais  
20 un rayonnement diffusé de provenance indéterminée qui affecte la mesure et qu'il serait donc souhaitable de corriger.

Plusieurs procédés sont déjà pratiqués. C'est ainsi que le rayonnement primaire peut être  
25 mesuré seul si une collimation stricte des détecteurs et de la source est faite afin d'intercepter le rayonnement diffusé, mais ce procédé nécessite en pratique un balayage du faisceau qui est lent à accomplir, et pendant lequel on doit s'accommoder de  
30 mouvements du patient si on examine des êtres vivants.



que les détecteurs situés derrière ces absorbeurs ne mesurent que le rayonnement diffusé. Ce procédé appelé « beam stop » donne donc des tables ou nappes bidimensionnelles de valeur de rayonnement diffusé, qu'on complète par interpolation entre les détecteurs placés derrière les absorbeurs. Le rayonnement diffusé ainsi estimé est soustrait du rayonnement total mesuré séparément. Ce procédé est précis mais a l'inconvénient qu'il impose deux irradiations de l'objet et donc un doublement de la dose de rayons qu'il reçoit. Un dernier exemple de méthode de correction du rayonnement diffusé par des moyens matériels comporte l'emploi de grilles anti-diffusantes, mais leur efficacité n'est que partielle ; elle est insuffisante pour un faisceau conique, où le rayonnement diffusé peut être plusieurs fois supérieur au rayonnement primaire.

Enfin, il existe un certain nombre de méthodes numériques pour estimer le rayonnement diffusé, à partir de convolutions ou de déconvolutions des mesures par exemple ; on pourrait aussi citer le brevet français 2 759 800 pour un procédé numérique différent, analytique. Elles sont en général d'emploi délicat car elles dépendent de paramètres choisis par l'utilisateur (noyaux de convolution par exemple) qui ne donnent de bons résultats que dans des situations favorables, comme des petites zones où le rayonnement diffusé est faible, ou des objets au contenu relativement homogène. Il n'existe aucun procédé simple qui permette par exemple de corriger le rayonnement diffusé à travers le thorax ou d'autres grandes zones anatomiques, dont l'examen est fréquent mais qui sont

On a aussi eu l'idée contraire de ne mesurer que le rayonnement diffusé. On dispose pour cela un réseau discontinu d'absorbeurs, comme des billes de plomb, entre l'objet et les détecteurs, pour  
5 arrêter localement le rayonnement primaire, de sorte que les détecteurs situés derrière ces absorbeurs ne mesurent que le rayonnement diffusé. Ce procédé appelé « beam stop » donne donc des tables ou nappes bidimensionnelles de valeur de rayonnement diffusé,  
10 qu'on complète par interpolation entre les détecteurs placés derrière les absorbeurs. Le rayonnement diffusé ainsi estimé est soustrait du rayonnement total mesuré séparément. Ce procédé est précis mais a l'inconvénient qu'il impose deux irradiations de l'objet et donc un  
15 doublement de la dose de rayons qu'il reçoit. Un dernier exemple de méthode de correction du rayonnement diffusé par des moyens matériels comporte l'emploi de grilles anti-diffusantes, mais leur efficacité n'est que partielle ; elle est insuffisante pour un faisceau  
20 conique, où le rayonnement diffusé peut être plusieurs fois supérieur au rayonnement primaire.

Enfin, il existe un certain nombre de méthodes numériques pour estimer le rayonnement diffusé, à partir de convolutions ou de déconvolutions  
25 des mesures par exemple ; on pourrait aussi citer le brevet français 2 759 800 pour un procédé numérique différent, analytique. Elles sont en général d'emploi délicat car elles dépendent de paramètres choisis par l'utilisateur (noyaux de convolution par exemple) qui  
30 ne donnent de bons résultats que dans des situations favorables, comme des petites zones où le rayonnement

défavorables pour corriger le rayonnement diffusé en raison de leur volume même et de l'hétérogénéité due à la présence d'une structure d'os complexe et dont la capacité d'atténuation du rayonnement est très  
5 différente de celle des tissus mous.

Mentionnons enfin le brevet américain 6 018 565 pour l'exposé d'une méthode mixte, à « beam stop » et convolution.

Un objet essentiel de l'invention est de  
10 proposer un procédé d'estimation et de correction de rayonnement diffusé qui puisse convenir pour des situations difficiles de radiographie.

*Contrôle non destructif*  
*de sujets intacts ou animés, ou des procédés de reconstruction d'image*  
Le procédé conforme à l'invention est, sous

sa forme la plus générale, un procédé d'estimation d'un *rayonnement d'un objet*  
15 *par acquisition multiple, couvrant une section d'un rayonnement diffusé*  
~~rayonnement diffusé provenant d'un rayonnement initial~~  
ayant traversé un objet en subissant une atténuation laissant passer un rayonnement total de mesure, caractérisé par :

- pour un*  
*mon une*  
*acquisition,* 20 - une prise d'une table de mesures d'un rayonnement diffusé, obtenue en faisant passer le rayonnement initial par un simulacre de l'objet,
- et pour chaque*  
*des acquisitions,* - un calcul de coefficients de transposition entre le simulacre et l'objet, d'après le rayonnement initial, le rayonnement total de mesure à  
25 travers l'objet et un rayonnement total de mesure à travers le simulacre,
- et une pondération de la table de mesures avec les coefficients de transposition.

Avantageusement, le simulacre sera un bloc  
30 d'épaisseur constante et en une matière homogène, ayant une atténuation semblable à une matière de base de

diffusé est faible, ou des objets au contenu relativement homogène. Il n'existe aucun procédé simple qui permette par exemple de corriger le rayonnement diffusé à travers le thorax ou d'autres grandes zones anatomiques, dont l'examen est fréquent mais qui sont défavorables pour corriger le rayonnement diffusé en raison de leur volume même et de l'hétérogénéité due à la présence d'une structure d'os complexe et dont la capacité d'atténuation du rayonnement est très différente de celle des tissus mous.

Mentionnons enfin le brevet américain 6 018 565 pour l'exposé d'une méthode mixte, à « beam stop » et convolution.

Un objet essentiel de l'invention est de proposer un procédé d'estimation et de correction de rayonnement diffusé qui puisse convenir pour des situations difficiles de contrôle non destructif d'objets inertes ou animés, ou tous procédés de reconstruction d'image.

Le procédé conforme à l'invention est, sous sa forme la plus générale, un procédé d'imagerie d'un objet par acquisitions multiples, comprenant une estimation d'un rayonnement diffusé provenant d'un rayonnement initial ayant traversé un objet en subissant une atténuation laissant passer un rayonnement total de mesure, caractérisé par :

- pour au moins une acquisition, une prise d'une table de mesures d'un rayonnement diffusé, obtenue en faisant passer le rayonnement initial par un simulacre de l'objet,

l'objet ; en général la prise de table de mesure sera une sélection dans une série de tables de mesures de rayonnement diffusé, obtenues auparavant en faisant successivement passer le rayonnement initial à travers  
5 une série respective de simulacres de l'objet, d'épaisseurs différentes mais constante ; et la sélection sera faite par comparaison d'une valeur du rayonnement total de mesure à travers l'objet et d'une valeur du rayonnement total de mesure à travers les  
10 simulacres.

Les coefficients de pondération sont généralement des rapports de valeurs d'une même fonctionnelle calculée pour l'objet et pour le simulacre. La fonctionnelle utilisée peut être égale au  
15 produit du rayonnement total de mesure par le logarithme du rapport de rayonnement total de mesure et du rayonnement initial.

L'invention sera maintenant décrite en référence aux figures, parmi lesquelles :

- 20 - la figure 1 est une vue générale d'une acquisition des mesures ;  
- la figure 2 est une vue d'une acquisition de calibration ;  
- et la figure 3 illustre les étapes du  
25 procédé.

Reportons-nous d'abord à la figure 1, où un tube 1 de rayons X émet un faisceau 2 conique vers un objet 3 à examiner (ici un patient étendu sur une table  
4) puis, à travers lui, vers un réseau 5 plan de  
30 détecteurs 6 disposés en matrice. Les détecteurs 6 sont reliés à un appareil d'acquisition 7 et mesurent un

- et pour chacune des acquisitions, un calcul de coefficients de transposition entre le simulacre et l'objet, d'après le rayonnement initial, le rayonnement total de mesure à travers l'objet et un  
5 rayonnement total de mesure à travers le simulacre,

- et une pondération de la table de mesures avec les coefficients de transposition.

Avantageusement, le simulacre sera un bloc d'épaisseur constante et en une matière homogène, ayant  
10 une atténuation semblable à une matière de base de l'objet ; en général la prise de table de mesure sera une sélection dans une série de tables de mesures de rayonnement diffusé, obtenues auparavant en faisant successivement passer le rayonnement initial à travers  
15 une série respective de simulacres de l'objet, d'épaisseurs différentes mais constante ; et la sélection sera faite par comparaison d'une valeur du rayonnement total de mesure à travers l'objet et d'une valeur du rayonnement total de mesure à travers les  
20 simulacres.

Les coefficients de pondération sont généralement des rapports de valeurs d'une même fonctionnelle calculée pour l'objet et pour le simulacre. La fonctionnelle utilisée peut être égale au  
25 produit du rayonnement total de mesure par le logarithme du rapport de rayonnement total de mesure et du rayonnement initial.

L'invention sera maintenant décrite en référence aux figures, parmi lesquelles :

30 - la figure 1 est une vue générale d'une acquisition des mesures ;

rayonnement diffusé qui se superpose au rayonnement primaire, seul convenable pour ~~la radiographie.~~ <sup>le poste le sujet</sup>

L'estimation du rayonnement diffusé <sup>l'examen de la qualité de l'exposé</sup> à travers le patient <sup>ou l'objet 3)</sup> consiste tout d'abord à obtenir

5 des tables bidimensionnelles ou nappes de rayonnement diffusé obtenues dans des circonstances comparables. Pour cela, on effectue des irradiations d'étalonnage à travers des simulacres 8 de l'objet 3 à examiner, conformément à la figure 2 : les conditions  
10 d'irradiation restent les mêmes, c'est-à-dire qu'on continue d'utiliser le tube 1, le faisceau 2, le réseau 5 de détecteurs 6 et l'appareil d'acquisition 7, le simulacre 8 remplaçant cependant le patient ; on a aussi ajouté une grille 9 de billes 10 de plomb entre  
15 le simulacre 8 et le réseau 5. Il résulte de cette disposition que les rayons 11 passant par les billes 10 sont complètement absorbés et que les régions 12 du réseau 5 situées dans le prolongement de ces rayons 11 ont des détecteurs 6 qui ne mesurent que le rayonnement  
20 diffusé à ces endroits. Il suffit de relever ces valeurs mesurées et d'interpoler entre les régions 12 pour estimer convenablement le rayonnement diffusé issu du simulacre 8 pour tous les détecteurs 6 du réseau 5.

Le simulacre 8 devrait être semblable à  
25 l'objet afin que les rayonnements diffusés par eux fussent identiques. Une similitude parfaite n'est pas réalisable, et c'est pourquoi on se contente d'un simulacre 8 ressemblant à l'objet 3 et dont la nappe associée de rayonnement diffusé sera corrigée  
30 ultérieurement pour évaluer celle de l'objet. En pratique, le simulacre 8 peut être un bloc d'une

- la figure 2 est une vue d'une acquisition de calibration ;

- et la figure 3 illustre les étapes du procédé.

5                   Reportons-nous d'abord à la figure 1, où un tube 1 de rayons X émet un faisceau 2 conique vers un objet 3 à examiner (ici un patient étendu sur une table 4) puis, à travers lui, vers un réseau 5 plan de détecteurs 6 disposés en matrice. Les détecteurs 6 sont  
10 reliés à un appareil d'acquisition 7 et mesurent un rayonnement diffusé qui se superpose au rayonnement primaire, seul convenable pour l'examen ou le contrôle de l'objet.

                  L'estimation du rayonnement diffusé à  
15 travers le patient (l'objet 3) consiste tout d'abord à obtenir des tables bidimensionnelles ou nappes de rayonnement diffusé obtenues dans des circonstances comparables. Pour cela, on effectue des irradiations d'étalonnage à travers des simulacres 8 de l'objet 3 à  
20 examiner, conformément à la figure 2 : les conditions d'irradiation restent les mêmes, c'est-à-dire qu'on continue d'utiliser le tube 1, le faisceau 2, le réseau 5 de détecteurs 6 et l'appareil d'acquisition 7, le simulacre 8 remplaçant cependant le patient ; on a  
25 aussi ajouté une grille 9 de billes 10 de plomb entre le simulacre 8 et le réseau 5. Il résulte de cette disposition que les rayons 11 passant par les billes 10 sont complètement absorbés et que les régions 12 du réseau 5 situées dans le prolongement de ces rayons 11  
30 ont des détecteurs 6 qui ne mesurent que le rayonnement diffusé à ces endroits. Il suffit de relever ces



matière homogène et qui présente le même coefficient d'atténuation que la matière de base de l'objet 3 : dans le cas d'un corps humain, composé pour l'essentiel de tissu mou, on sait que le plexiglas  
5 (polyméthacrylate) convient.

Afin de permettre des mesures variées, on disposera en réalité de plusieurs nappes de rayonnement diffusé, obtenues pour autant de simulacres 8, qui ne différeront que par leur épaisseur et donc par la  
10 longueur du trajet parcouru par les rayons 11. Ces nappes seront enregistrées dans une base de données préalablement aux mesures utiles sur les objets 3 ~~radiographiés~~. pour prendre une nappe de rayonnement diffusé comparable à celle d'un objet 3, on  
15 sélectionnera en pratique une des nappes de la base de données ou, mieux, une nappe qu'on aura obtenue par des calculs d'interpolation entre deux de ces nappes. Le critère de sélection pourra être défini au moyen d'un rayon particulier 13 aboutissant à une région 14 du  
20 réseau 5 et qui ne passera ni par les absorbeurs 10 de la figure 2, ni par des tissus osseux du patient (ou plus généralement des portions de l'objet 3 dont les propriétés d'absorption sont différentes du matériau du simulacre 8) à la figure 1. Le rayonnement total,  
25 primaire et diffusé, reçu par la région 14 après avoir traversé chaque simulacre 8 servira d'index à la table de rayonnement diffusé correspondante, et la table sélectionnée aura l'index à une valeur identique au rayonnement total mesuré à la région 14 à travers  
30 l'objet 3. Tout cela correspond au passage de l'état E1

valeurs mesurées et d'interpoler entre les régions 12 pour estimer convenablement le rayonnement diffusé issu du simulacre 8 pour tous les détecteurs 6 du réseau 5.

Le simulacre 8 devrait être semblable à l'objet afin que les rayonnements diffusés par eux fussent identiques. Une similitude parfaite n'est pas réalisable, et c'est pourquoi on se contente d'un simulacre 8 ressemblant à l'objet 3 et dont la nappe associée de rayonnement diffusé sera corrigée ultérieurement pour évaluer celle de l'objet. En pratique, le simulacre 8 peut être un bloc d'une matière homogène et qui présente le même coefficient d'atténuation que la matière de base de l'objet 3 : dans le cas d'un corps humain, composé pour l'essentiel de tissu mou, on sait que le plexiglas (polyméthacrylate) convient.

Afin de permettre des mesures variées, on disposera en réalité de plusieurs nappes de rayonnement diffusé, obtenues pour autant de simulacres 8, qui ne différeront que par leur épaisseur et donc par la longueur du trajet parcouru par les rayons 11. Ces nappes seront enregistrées dans une base de données préalablement aux mesures utiles sur les objets 3. pour prendre une nappe de rayonnement diffusé comparable à celle d'un objet 3, on sélectionnera en pratique une des nappes de la base de données ou, mieux, une nappe qu'on aura obtenue par des calculs d'interpolation entre deux de ces nappes. Le critère de sélection pourra être défini au moyen d'un rayon particulier aboutissant à une région 14 du réseau 5 et qui ne passera ni par les absorbeurs 10 de la figure 2, ni par

à l'état E2 dans l'organigramme de la figure 3, qu'on commence à commenter.

La suite du procédé consiste essentiellement en la correction de la table du rayonnement diffusé ainsi sélectionné pour l'ajuster au mieux qu'on puisse espérer à la nappe de rayonnement réellement diffusé par l'objet 3. Pour cela, on se sert de toutes les informations disponibles, c'est-à-dire du rayonnement total reçu par les détecteurs 6 au-delà de l'objet 3 comme du simulacre 8 sélectionné. Ce rayonnement total étant noté  $\Phi_t$ , le rayonnement diffusé  $\Phi_d$ , le rayonnement initial issu du tube 1  $\Phi_0$  et le rayonnement primaire  $\Phi$ , la relation  $\Phi_t = \Phi + \Phi_d$  est respectée.

On est alors aux états E3 et E4 de l'organigramme de la figure 3. Ensuite, on transforme les valeurs des rayonnements totaux  $\Phi_t$  mesurées pour l'objet 3 et le simulacre 8 sélectionné en leur appliquant des fonctionnelles. Plus précisément, il est connu dans l'art que  $\Phi_d$  est proportionnel à  $\Phi \log(\Phi/\Phi_0)$  ; cette relation, qui est appelée la loi de Klein et Nishina, donne une allure générale du rayonnement diffusé, à défaut de son intensité.

Le rayonnement initial  $\Phi_0$  est connu ; le rayonnement primaire  $\Phi$  ne l'est pas, mais on consent à appliquer cette relation de façon approchée en le remplaçant par le rayonnement total  $\Phi_t$ , c'est-à-dire que la fonctionnelle employée associe à chaque valeur mesurée du rayonnement total  $\Phi_t$  la valeur calculée  $\Phi_t \log(\Phi_t/\Phi_0)$ , supposée proche du rayonnement diffusé

des tissus osseux du patient (ou plus généralement des portions de l'objet 3 dont les propriétés d'absorption sont différentes du matériau du simulacre 8) à la figure 1. Le rayonnement total, primaire et diffusé, reçu par la région 14 après avoir traversé chaque simulacre 8 servira d'index à la table de rayonnement diffusé correspondante, et la table sélectionnée aura l'index à une valeur identique au rayonnement total mesuré à la région 14 à travers l'objet 3. Tout cela correspond au passage de l'état E1 à l'état E2 dans l'organigramme de la figure 3, qu'on commence à commenter.

La suite du procédé consiste essentiellement en la correction de la table du rayonnement diffusé ainsi sélectionnée pour l'ajuster au mieux qu'on puisse espérer à la nappe de rayonnement réellement diffusé par l'objet 3. Pour cela, on se sert de toutes les informations disponibles, c'est-à-dire du rayonnement total reçu par les détecteurs 6 au-delà de l'objet 3 comme du simulacre 8 sélectionné. Ce rayonnement total étant noté  $\Phi_t$ , le rayonnement diffusé  $\Phi_d$ , le rayonnement initial issu du tube 1  $\Phi_o$  et le rayonnement primaire  $\Phi$ , la relation  $\Phi_t = \Phi + \Phi_d$  est respectée.

On est alors aux états E3 et E4 de l'organigramme de la figure 3. Ensuite, on transforme les valeurs des rayonnements totaux  $\Phi_t$  mesurées pour l'objet 3 et le simulacre 8 sélectionné en leur appliquant des fonctionnelles. Plus précisément, il est connu dans l'art que  $\Phi_d$  est proportionnel à  $\Phi \log(\Phi/\Phi_o)$  ; cette relation, qui est appelée la loi de

$\Phi_d$  à cet endroit ; on est parvenu aux états E5 et E6 de l'organigramme.

L'étape suivante consiste à faire, pour chacun des détecteurs 6, le rapport des valeurs données par la fonctionnelle pour l'objet 3 et le simulacre 8 sélectionné selon la formule

$$K = \frac{\Phi_t \log(\Phi_t / \Phi_o)_{\text{objet}}}{\Phi_t \log(\Phi_t / \Phi_o)_{\text{simulacre}}}$$

Les coefficients de pondération K ainsi obtenus serviront à déformer la nappe de rayonnement diffusé sélectionnée à l'état E2 afin d'estimer celle de l'objet 3. Les résultats constituent encore une table bidimensionnelle ou une matrice ayant des dimensions identiques à celle des tables de rayonnement puisqu'elle est associée au réseau 5 de détecteurs 6. Il est donc possible et avantageux d'effectuer un filtrage numérique spatial de cette matrice en appliquant un filtre passe-bas qui corrige les coefficients K en ne conservant que les fréquences les plus basses de leur variation et de les rendre ainsi probablement plus conformes à la réalité puisque le rayonnement diffusé varie assez lentement d'un point à un autre.

Quand la table des coefficients de pondération définitifs, notés K', a été obtenue (à l'état E7), elle sert à pondérer la table de rayonnement diffusé sélectionnée auparavant à l'état E2, pour obtenir une table de rayonnement diffusé par l'objet 3 (état E8, qui constitue l'estimation recherchée) ; la formule appliquée est  $\Phi_d \text{ objet} = K' \Phi_d \text{ simulacre}$ . Ces valeurs estimées  $\Phi_d$  objet pourront alors être soustraites du rayonnement

Klein et Nishina, donne une allure générale du rayonnement diffusé, à défaut de son intensité.

Le rayonnement initial  $\Phi_0$  est connu ; le rayonnement primaire  $\Phi$  ne l'est pas, mais on consent à  
 5 appliquer cette relation de façon approchée en le remplaçant par le rayonnement total  $\Phi_t$ , c'est-à-dire que la fonctionnelle employée associe à chaque valeur mesurée du rayonnement total  $\Phi_t$  la valeur calculée  $\Phi_t \log(\Phi_t / \Phi_0)$ , supposée proche du rayonnement diffusé  
 10  $\Phi_d$  à cet endroit ; on est parvenu aux états E5 et E6 de l'organigramme.

L'étape suivante consiste à faire, pour chacun des détecteurs 6, le rapport des valeurs données par la fonctionnelle pour l'objet 3 et le simulacre 8  
 15 sélectionné selon la formule

$$K = \frac{\Phi_t \log(\Phi_t / \Phi_0)_{\text{objet}}}{\Phi_t \log(\Phi_t / \Phi_0)_{\text{simulacre}}}. \quad \text{Les coefficients de}$$

pondération K ainsi obtenus serviront à déformer la nappe de rayonnement diffusé sélectionnée à l'état E2 afin d'estimer celle de l'objet 3. Les résultats  
 20 constituent encore une table bidimensionnelle ou une matrice ayant des dimensions identiques à celle des tables de rayonnement puisqu'elle est associée au réseau 5 de détecteurs 6. Il est donc possible et avantageux d'effectuer un filtrage numérique spatial de  
 25 cette matrice en appliquant un filtre passe-bas qui corrige les coefficients K en ne conservant que les fréquences les plus basses de leur variation et de les rendre ainsi probablement plus conformes à la réalité puisque le rayonnement diffusé varie assez lentement  
 30 d'un point à un autre.

total  $\Phi t$  mesuré par les détecteurs 6 pour estimer le rayonnement primaire  $\Phi$  et obtenir une image radiographique plus précise de l'objet 3.

Ce procédé s'applique aux <sup>irradiations</sup> ~~radiographies~~ à 5 énergie ~~d'irradiation~~ simple ou multiple ; dans le second cas, il est répété séparément pour chacune des énergies employées.

La fonctionnelle proposée ici n'est pas la seule qu'on puisse employer, et la fonctionnelle plus 10 simple  $\Phi d = k\Phi$  (approchée ici encore en  $\Phi d = k\Phi t$ ),  $k$  étant une constante, pourrait aussi donner de bons résultats pour estimer  $\Phi d$ .

Ainsi qu'on l'a mentionné, le procédé est particulièrement intéressant en tomographie ou ostéodensitométrie, où une image en profondeur de l'objet est reconstituée à partir d'une multitude d'acquisitions (irradiations) prises autour de l'objet par un réseau solide de détecteurs, puis par une combinaison numérique de ces acquisitions (menée par des techniques qui ne font pas de l'objet le centre de l'irradiation). Une des limitations rencontrées en pratique est la dose excessive reçue par l'objet ; or on a vu que le procédé suppose à l'irradiation ~~simple~~ permettant de diminuer la dose nécessaire par rapport à d'autres, surtout ceux qui imposent une double irradiation pour extraire le rayonnement diffusé du rayonnement total. On pense que cet avantage sera sensible dans le procédé à détecteurs linéaire <sup>réseau</sup>

14164.3

Quand la table des coefficients de pondération définitifs, notés  $K'$ , a été obtenue (à l'état E7), elle sert à pondérer la table de rayonnement diffusé sélectionnée auparavant à l'état E2, pour obtenir une table de rayonnement diffusé par l'objet 3 (état E8, qui constitue l'estimation recherchée) ; la formule appliquée est  $\Phi_d \text{ objet} = K' \Phi_d \text{ simulacre}$ . Ces valeurs estimées  $\Phi_d$  objet pourront alors être soustraites du rayonnement total  $\Phi_t$  mesuré par les détecteurs 6 pour estimer le rayonnement primaire  $\Phi$  et obtenir une image radiographique plus précise de l'objet 3.

Ce procédé s'applique aux irradiations à énergie simple ou multiple ; dans le second cas, il est répété séparément pour chacune des énergies employées.

La fonctionnelle proposée ici n'est pas la seule qu'on puisse employer, et la fonctionnelle plus simple  $\Phi_d = k\Phi$  (approchée ici encore en  $\Phi_d = k\Phi_t$ ),  $k$  étant une constante, pourrait aussi donner de bons résultats pour estimer  $\Phi_d$ .

Ainsi qu'on l'a mentionné, ce procédé est particulièrement intéressant en tomographie ou ostéodensitométrie, où une image en profondeur de l'objet est reconstruite à partir d'une multitude d'acquisitions (irradiations) prises autour de l'objet par un réseau mobile de détecteurs, puis par une combinaison numérique de ces acquisitions (menée par des techniques qui ne font pas l'objet de l'invention). Une des limitations rencontrées en pratique est la dose excessive reçue par l'objet ; or on a vu que le procédé conforme à l'invention permettait de diminuer la dose



• Les détecteurs (ne à lignes superposées dans un réseau bidimensionnel) se situent une ou plusieurs copies (images bidimensionnelles) à travers l'objet.

Quand plusieurs acquisitions sont entreprises, le mode opératoire résumé par la figure 3 peut être appliqué à chacune d'elles, une extension indépendante du rayonnement diffuse étant faite à chaque fois. Il existe pourtant les situations où le rayonnement diffuse pourra être jugé invariable, notamment pour les objets à symétrie de révolution, très fréquents en matière de contrôle non destructif.

Plusieurs des étapes de la figure 3 deviendront des unités : on pourra ainsi se passer de ~~la~~ de la constante de la sélection d'un seul numbre & pour toute les acquisitions  $k$ ; éventuellement, seuls les étaps E3, E5, E7 et E8 impliquant l'objet devant être répétés pour chaque acquisition. Le choix d'une simplification du procédé par l'omission de certaines calibrations pourra être à la discrétion de l'opérateur.

nécessaire par rapport à d'autres, surtout ceux qui imposent une double irradiation pour soustraire le rayonnement diffusé du rayonnement total. On pressent que cet avantage sera sensible dans les procédés à  
5 réseau linéaire de détecteurs (ou à lignes superposées dans un réseau bidimensionnel où on obtient une ou plusieurs coupes (images bidimensionnelles) à travers l'objet.

Quand plusieurs acquisitions  $k$  sont  
10 entreprises, le mode opératoire résumé par la figure 3 peut être appliqué à chacune d'elles, une estimation indépendante du rayonnement diffusé étant faite à chaque fois. Il existe pourtant des situations où le rayonnement diffusé pourra être jugé invariable,  
15 notamment pour des objets à symétrie de révolution, très fréquente en procédés de contrôle non destructif. Plusieurs des étapes de la figure 3 deviendront alors inutiles : on pourra ainsi se contenter de la sélection d'un seul simulacre  $s$  pour toutes les acquisitions  $k$  ;  
20 éventuellement, seules les étapes E3, E5, E7 et E8 impliquant l'objet devront être répétées pour chaque acquisition. Le choix d'une simplification du procédé par l'omission de certaines calibrations pourra être à la discrétion de l'opérateur.

11  
10

*la topographie ne*  
*d'imagerie d'un objet par acquisition multiple,*  
*comprenant une*

**REVENDEICATIONS**

1. Procédé d'estimation d'un rayonnement diffusé provenant d'un rayonnement initial ayant traversé un objet (3) en subissant une atténuation  
5 laissant passer un rayonnement total de mesure, caractérisé par :

- pour une*  
*moins une*  
*des acquisitions,*
- 10 - une prise d'une table de mesures d'un rayonnement diffusé, obtenue en faisant passer le rayonnement initial par un simulacre (8) de l'objet,
- et pour*  
*chacune des*  
*acquisitions,*
- 15 - un calcul de coefficients (K') de transposition entre le simulacre et l'objet, d'après le rayonnement initial ( $\Phi_0$ ), le rayonnement total de mesure à travers l'objet ( $\Phi_t$  objet) et un rayonnement total de mesure à travers le simulacre ( $\Phi_t$  simulacre),
- et une pondération de la table de mesures avec les coefficients de transposition.

2. Procédé d'estimation ~~d'un rayonnement~~ <sup>*imagerie*</sup> diffusé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le simulacre (8) est un bloc d'épaisseur constante et  
20 en une matière homogène, ayant une atténuation semblable à une matière de base de l'objet.

3. Procédé d'estimation <sup>*imagerie*</sup> ~~d'un rayonnement~~ diffusé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la prise de table de mesures est une sélection dans une  
25 série de tables de mesures de rayonnement diffusé, obtenues en faisant successivement passer le rayonnement initial à travers une série respective de simulacres de l'objet, qui sont des blocs d'épaisseurs différentes mais constante et en une matière homogène,  
30 ayant une atténuation semblable à une matière de base de l'objet.

74164.3

B 13768-3 JCI

## REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie d'un objet par acquisitions multiples, comprenant une estimation d'un rayonnement diffusé provenant d'un rayonnement initial ayant traversé un objet (3) en subissant une atténuation laissant passer un rayonnement total de mesure, caractérisé par :
- pour au moins une des acquisitions, une prise d'une table de mesures d'un rayonnement diffusé, obtenue en faisant passer le rayonnement initial par un simulacre (8) de l'objet,
  - et pour chacune des acquisitions, un calcul de coefficients ( $K'$ ) de transposition entre le simulacre et l'objet, d'après le rayonnement initial ( $\Phi_0$ ), le rayonnement total de mesure à travers l'objet ( $\Phi_t$  objet) et un rayonnement total de mesure à travers le simulacre ( $\Phi_t$  simulacre),
  - et une pondération de la table de mesures avec les coefficients de transposition.
2. Procédé d'imagerie selon la revendication 1, caractérisé en ce que le simulacre (8) est un bloc d'épaisseur constante et en une matière homogène, ayant une atténuation semblable à une matière de base de l'objet.
3. Procédé d'imagerie selon la revendication 1, caractérisé en ce que la prise de table de mesures est une sélection dans une série de tables de mesures de rayonnement diffusé, obtenues en faisant successivement passer le rayonnement initial à travers une série respective de simulacres de l'objet, qui sont des blocs d'épaisseurs différentes mais

11 12

4. Procédé d'<sup>imaginé</sup>~~estimation d'un rayonnement~~ diffusé selon la revendication 3, caractérisé en ce que la sélection comprend une interpolation entre deux des tables de mesures.

5 5. Procédé d'<sup>imaginé</sup>~~estimation d'un rayonnement~~ diffusé selon l'une quelconque des revendications 3 et 4, caractérisé en ce que la sélection est faite par comparaison d'une valeur du rayonnement total de mesure à travers l'objet et d'une valeur du rayonnement total  
10 de mesure à travers les simulacres.

6. Procédé d'<sup>imaginé</sup>~~estimation d'un rayonnement~~ diffusé selon la revendication 5, caractérisé en ce que la comparaison est faite pour des rayons identiques (13) du rayonnement initial à travers l'objet et les  
15 simulacres, ne traversant que la matière de base de l'objet.

7. Procédé d'<sup>imaginé</sup>~~estimation d'un rayonnement~~ diffusé selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que les coefficients de pondération sont des rapports de fonctionnelle  
20 identiques calculées pour l'objet et pour le simulacre.

8. Procédé d'<sup>imaginé</sup>~~estimation d'un rayonnement~~ diffusé selon la revendication 7, caractérisé en ce que les fonctionnelles sont égales au produit du  
25 rayonnement total de mesure par le logarithme du rapport du rayonnement total de mesure et du rayonnement initial.

9. Procédé d'<sup>imaginé</sup>~~estimation d'un rayonnement~~ diffusé selon l'une quelconque des revendications 1 à  
30 8, caractérisé en ce qu'il comprend une étape de filtrage passe-bas des coefficients de transposition,

741642

B 13768.3 JCI

constante et en une matière homogène, ayant une atténuation semblable à une matière de base de l'objet.

4. Procédé d'imagerie selon la revendication 3, caractérisé en ce que la sélection  
5 comprend une interpolation entre deux des tables de mesures.

5. Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 3 et 4, caractérisé en ce que la sélection est faite par comparaison d'une valeur  
10 du rayonnement total de mesure à travers l'objet et d'une valeur du rayonnement total de mesure à travers les simulacres.

6. Procédé d'imagerie selon la revendication 5, caractérisé en ce que la comparaison  
15 est faite pour des rayons identiques (13) du rayonnement initial à travers l'objet et les simulacres, ne traversant que la matière de base de l'objet.

7. Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que les coefficients de pondération sont des rapports de fonctionnelle identiques calculées pour l'objet et  
20 pour le simulacre.

8. Procédé d'imagerie selon la revendication 7, caractérisé en ce que les fonctionnelles sont égales au produit du rayonnement total de mesure par le logarithme du rapport du rayonnement total de mesure et du rayonnement initial.

9. Procédé d'imagerie selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé en ce  
30 qu'il comprend une étape de filtrage passe-bas des

12 13

arrangés en une table superposable à la table de mesures.

10. Procédé ~~de radiographie~~ comprenant une étape de correction de mesures de radiographie par une soustraction d'un rayonnement diffusé estimé selon le procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes.

40

11) Application du procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes à la tomographie.

12) Application du procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes 1 à 11 à l'ostéodensitométrie.

13) Application du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11 au contrôle non destructif.

74164.3

B 13768-3 JCI

coefficients de transposition, arrangés en une table superposable à la table de mesures.

10. Procédé comprenant une étape de correction de mesures de radiographie par une soustraction d'un rayonnement diffusé estimé selon le procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes.

11) Application du procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes à la tomographie.

12) Application du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11 à l'ostéodensitométrie.

13) Application du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11 au contrôle non destructif.



Fig. 1

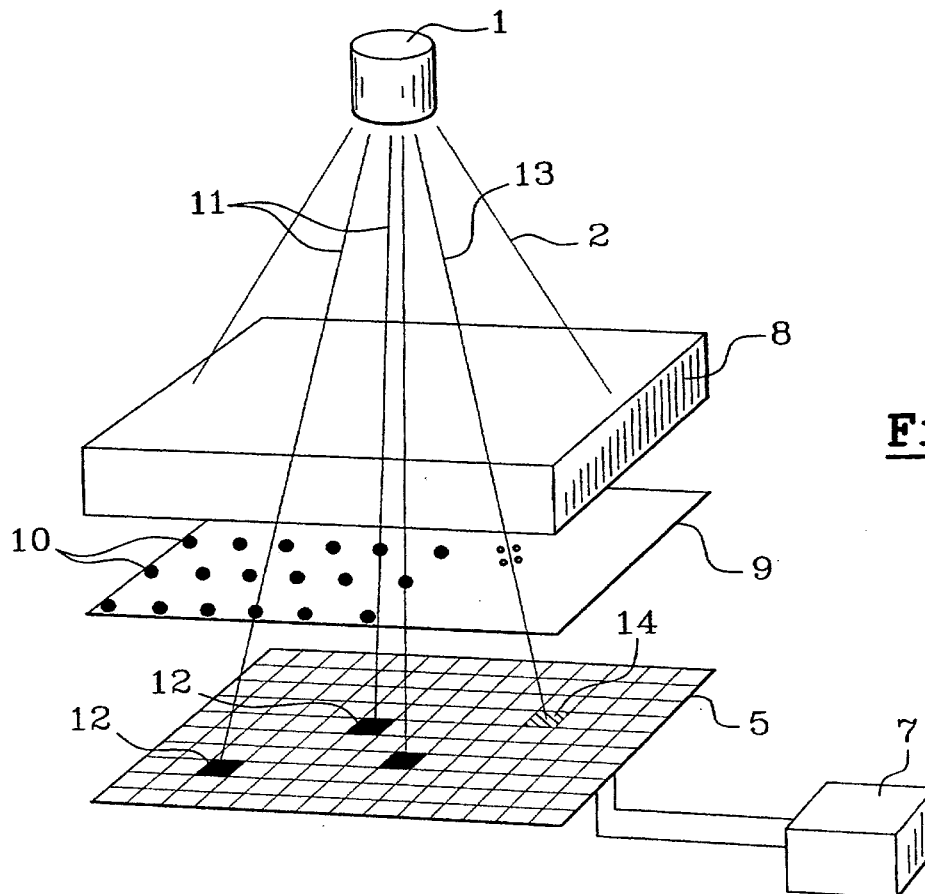
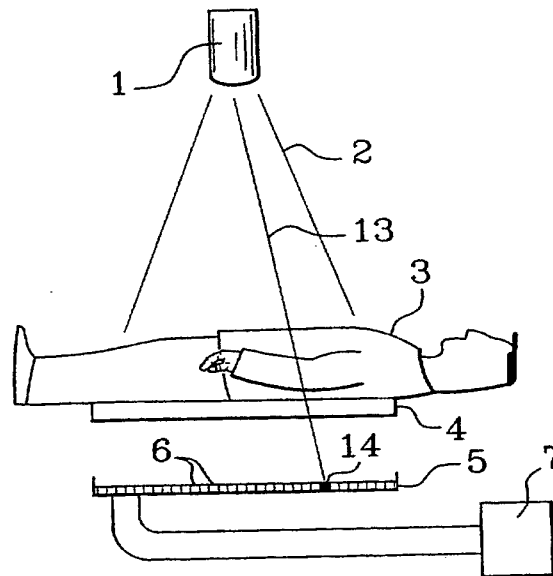
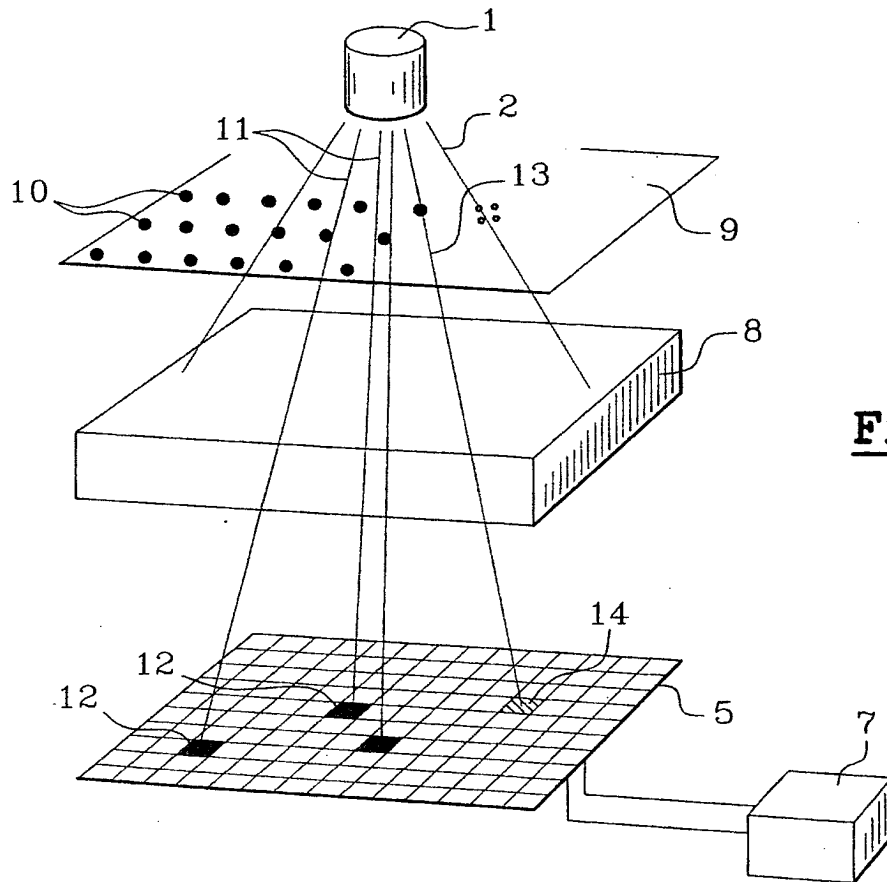
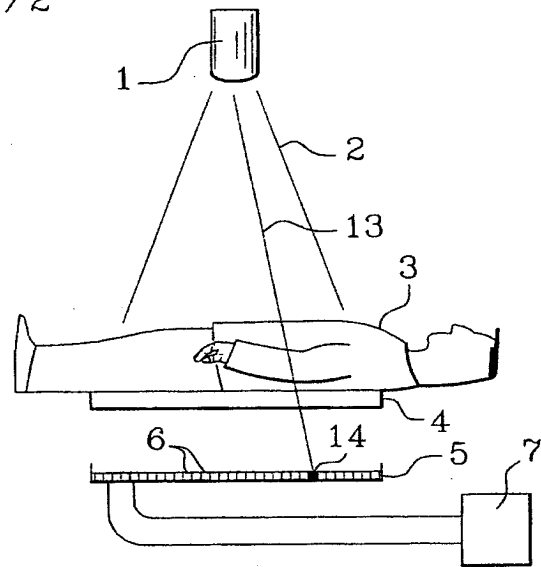


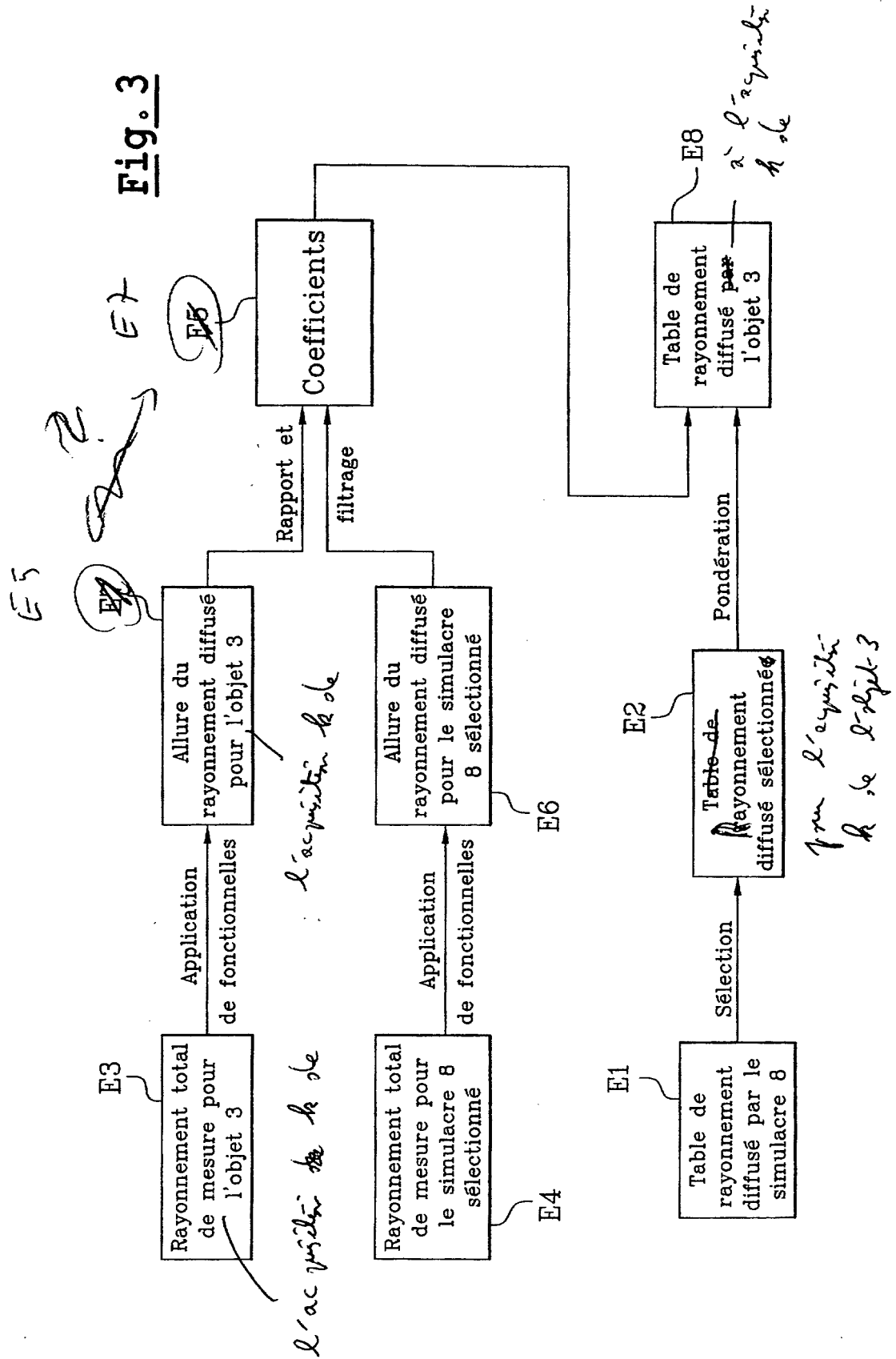
Fig. 2

1/2

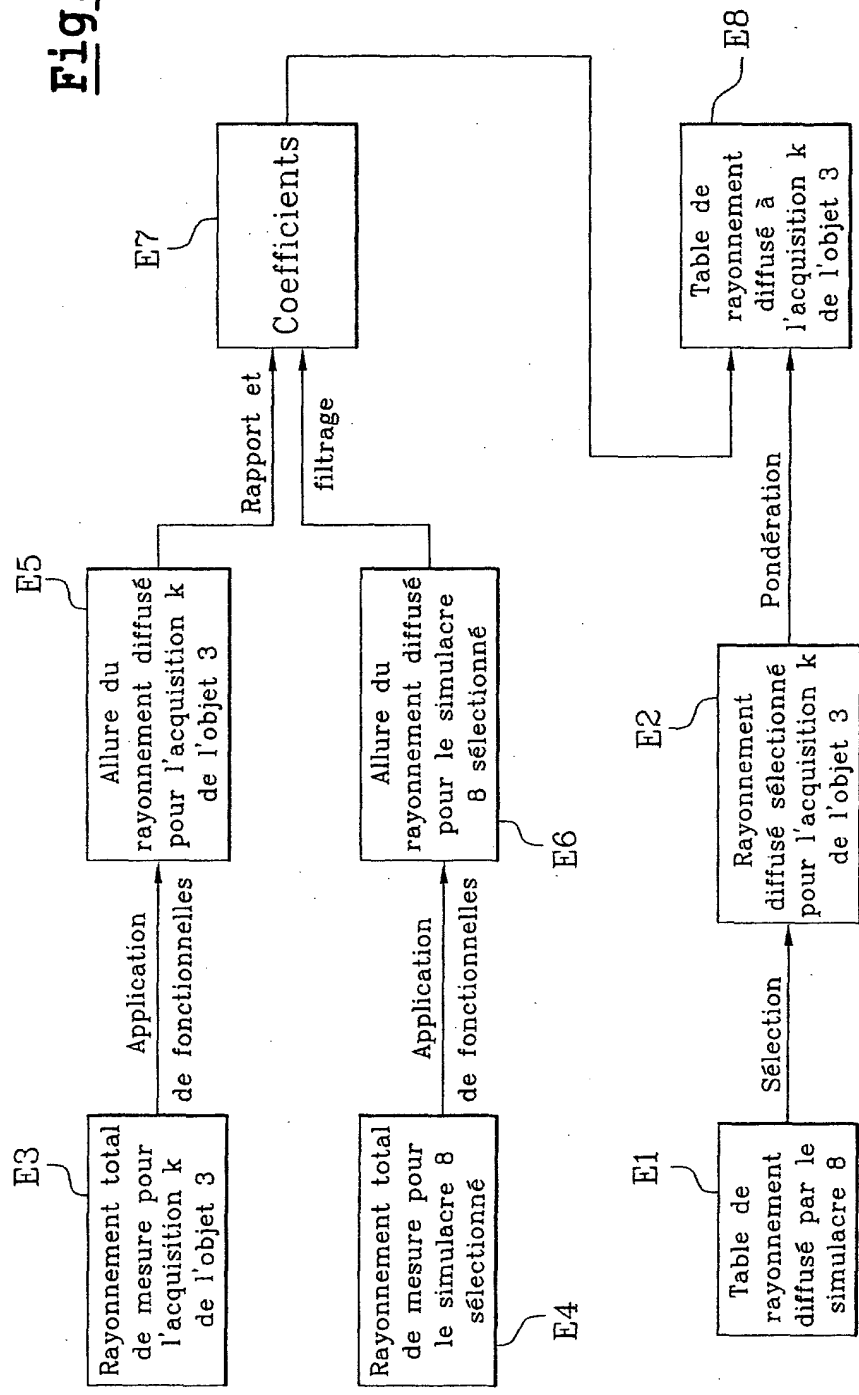
**Fig. 1**



**Fig. 2**

Fig. 3

**Fig. 3**



DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° 1. / 1..

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

<b>Vos références pour ce dossier</b> (facultatif)		B 14164.3/JCI DD 2365	
<b>N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL</b>		02.10422 du 20.08.2002	
<b>TITRE DE L'INVENTION</b> (200 caractères ou espaces maximum) PROCÉDE D'ESTIMATION D'UN RAYONNEMENT DIFFUSE, NOTAMMENT AFIN DE CORRIGER DES MESURES EN TOMOGRAPHIE OU OSTÉDENSITOMÉTRIE			
<b>LE(S) DEMANDEUR(S) :</b> COMMISSARIAT A L'ÉNERGIE ATOMIQUE 31/33 rue de la Fédération 75752 PARIS 15ème			
<b>DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :</b> (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		DINTEN	
Prénoms		Jean-Marc	
Adresse	Rue	138, avenue des Frères Lumière	
	Code postal et ville	69008	LYON
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		DARBOUX	
Prénoms		Michel	
Adresse	Rue	17 rue Aimé Berey	
	Code postal et ville	38000	GRENOBLE
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom			
Prénoms			
Adresse	Rue		
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
<b>DATE ET SIGNATURE(S)</b> <b>DU (DES) DEMANDEUR(S)</b> <b>OU DU MANDATAIRE</b> (Nom et qualité du signataire) PARIS LE 11 Septembre 2002 P. RICHARD 422-5/002			

